

(19)日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11)特許出願公開番号

特開平10-94519

(43)公開日 平成10年(1998) 4月14日

(51)Int.CI<sup>4</sup>

識別記号

F I

A 6 1 B 5/00  
5/026  
G 0 6 F 19/00  
G 0 6 T 7/00  
15/00

A 6 1 B 5/00 D  
G 0 9 B 9/00 Z  
A 6 1 B 5/02 3 4 0 A  
G 0 6 F 15/42 Z  
15/62 4 1 5

審査請求 未請求 請求項の数5 OL (全 10 頁) 最終頁に続く

(21)出願番号 特願平8-250650

(22)出願日 平成8年(1996) 9月20日

(71)出願人 000153498

株式会社日立メディコ

東京都千代田区内神田1丁目1番14号

(72)発明者 後藤 良洋

東京都千代田区内神田1丁目1番14号 株

式会社日立メディコ内

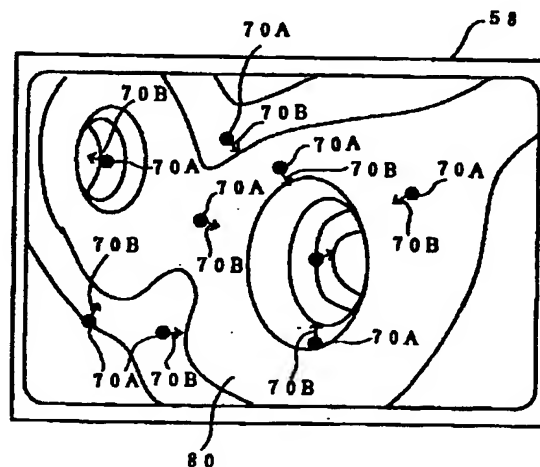
(74)代理人 弁理士 松浦 憲三

(54)【発明の名称】 管状体内の流体表示装置

(57)【要約】

【課題】血管等の管状体内の流体の流れを視覚的に把握することができる管状体内の流体表示装置を提供する。

【解決手段】ボリューム画像を含む複数の断層像を積み上げた積上げ三次元画像から血管内壁の三次元画像80をCRT58に表示するとともに、前記積上げ三次元画像から血管内壁の座標を抽出し、この血管内壁の座標を境界条件として血管内の各点における流速ベクトルを算出する。そして、求めた流速ベクトルに基づいて、CRT58に表示された血管内壁の三次元画像上に矢印70B、…によって血流の方向を表示する。これにより、血管内の血液の流れの様子を視覚的に把握できる。



1

## 【特許請求の範囲】

【請求項1】 ボリューム画像を含む複数の断層像を積み上げた積上げ三次元画像から管状体内壁の疑似三次元画像を画面上に表示する管状体内壁表示手段と、前記積上げ三次元画像から管状体内壁の座標を検出する管状体内壁座標検出手段と、前記管状体内壁座標検出手段によって検出した管状体内壁の座標を境界条件として該管状体内の各点における流速ベクトルを算出する流速算出手段と、前記流速算出手段によって算出された前記管状体内の各点における流速ベクトルに基づいて、前記管状体内壁表示手段によって表示された前記管状体内壁の疑似三次元画像と対比させて流体の流れを表示する流体表示手段と、から成ることを特徴とする管状体内の流体表示装置。

【請求項2】 前記流体表示手段は、前記管状体内壁の疑似三次元画像上に前記流体の流れの方向を矢印で表示することを特徴とする請求項1の管状体内の流体表示装置。

【請求項3】 前記流体表示手段は、前記管状体内壁の疑似三次元画像上に前記流体の流れの方向を該流体の流れる方向に沿った流線で表示することを特徴とする請求項1の管状体内の流体表示装置。

【請求項4】 前記管状体は血管であり、前記流体は血液であることを特徴とする請求項1の管状体内の流体表示装置。

【請求項5】 前記流体表示手段は、心臓の鼓動の変化に基づいて前記流体の流れを時間変化させて表示することを特徴とする請求項4の管状体内の流体表示装置。

## 【発明の詳細な説明】

## 【0001】

【発明の属する技術分野】 本発明は管状体内の流体表示装置に係り、特に、血管等の管状体内の疑似三次元画像に血液等の流体の流れを重ねて表示する管状体内の流体表示装置に関する。

## 【0002】

【従来の技術】 従来より、飛行機的设计などにおいて翼周辺の空気の流れの様子を計算機で再現し表示することがある。一般に、流れの様子を計算機で再現するには、後述のナビエ・ストークスの偏微分方程式を、境界条件と初期条件のもとで、差分法、有限要素法、または境界要素法などにより解く必要がある。飛行機の翼のように人工物の場合には、設計者が決めた形すなわち境界を境界条件として適当な初期条件を与えればナビエ・ストークスの偏微分方程式を解くことができ、空気の流れのを再現することができる。

【0003】 ところで近年、医療の分野において被検体の臓器等の診断のためにX線CT装置やMRI装置等の診断装置が使用されるようになってきている。これらの診断装置によれば、所望の対象部位の断層像の画像データ

2

(CTデータ)を収集し、その収集した画像データから画像処理によって所望の臓器等のみの画像データを抽出することができ、その臓器の所望位置から観察した模擬三次元画像を生成することができる。

【0004】 現在、このような診断装置を用いることによって、血管部位を抽出して血管の内壁を観察することができるようになり、コレステロール等により血管が閉塞している異常部位を診断することができるようになってきている。

10 【0005】

【発明が解決しようとする課題】 しかしながら従来の診断装置では、血管内壁の形状が表示されても実際の血液の流れまでは表示されず、血管内の血流の様子を容易に把握することができなかった。また、医療の分野に限らず工業の分野等においても配管等の管状体の断層像を収集し、収集した断層像から管状体内壁の腐食等の様子を非破壊検査することが血管の診断の場合と同様に行われている。しかしながら、この場合においても管状体内の流体の流れの様子は把握できず、十分な診断ができなかった。

【0006】 本発明はこのような事情に鑑みてなされたもので、血管等の管状体内の流体の流れを視覚的に把握することができる管状体内の流体表示装置を提供することを目的とする。

## 【0007】

【課題を解決するための手段】 本発明は前記目的を達成するために、ボリューム画像を含む複数の断層像を積み上げた積上げ三次元画像から管状体内壁の疑似三次元画像を画面上に表示する管状体内壁表示手段と、前記積上げ三次元画像から管状体内壁の座標を検出する管状体内壁座標検出手段と、前記管状体内壁座標検出手段によって検出した管状体内壁の座標を境界条件として該管状体内の各点における流速ベクトルを算出する流速算出手段と、前記流速算出手段によって算出された前記管状体内の各点における流速ベクトルに基づいて、前記管状体内壁表示手段によって表示された前記管状体内壁の疑似三次元画像と対比させて流体の流れを表示する流体表示手段と、から成ることを特徴としている。

【0008】 本発明によれば、ボリューム画像を含む複数の断層像を積み上げた積上げ三次元画像から管状体内壁の疑似三次元画像を画面上に表示するとともに、前記積上げ三次元画像から管状体内壁の座標を検出し、この検出した管状体内壁の座標を境界条件として管状体内の各点における流速ベクトルを算出する。そして、求めた流速ベクトルに基づいて、画面に表示された管状体内壁の疑似三次元画像と対比させて流体の流れを表示する。

【0009】 これにより、管状体内の流体の流れの様子を視覚的に把握でき、管状体内部の欠陥部位を容易に検出することができるようになる。

50 【0010】

【発明の実施の形態】以下添付図面に従って本発明に係る管状体内の流体表示装置の好ましい実施の形態について詳説する。本発明に係る管状体内の流体表示装置の一実施例として以下血管内の血液の流れを表示する血流表示装置について説明する。血流表示装置は、例えばX線CT装置やMRI装置などの医用画像診断装置で被検体の対象部位について収集した医用画像データから血管部位の画像データを抽出し、図3に示すような3次元画像で血管内壁を表示するとともに、血管内の血液の流れを血管内壁の形状に基づいて計算し、その様子を表示するものである。

【0011】図1は、この血流表示装置のハードウェア構成を示すブロック図である。同図に示すように各構成要素の動作を制御する中央演算処理装置（CPU）50と、装置の制御プログラムが格納された主メモリ52と、複数の断層像及び画像再構成プログラム等が格納された磁気ディスク54と、再構成された画像データを表示するために記憶する表示メモリ56と、この表示メモリ56からの画像データを表示する表示装置としてのCRT58と、位置入力装置としてのマウス60と、マウス60の状態を検出してCRT58上のマウスポインタの位置やマウス60の状態等の信号をCPU50に出力するマウスコントローラ62と、各種の操作指令等を入力するキーボード64と、上記各構成要素を接続する共通バス66とから構成される。

\*

$$X = \{ (D-d1) / (d0-d1) \} \times (x0-x1) + x1 \quad \dots (1)$$

$$Y = \{ (D-d1) / (d0-d1) \} \times (y0-y1) + y1 \quad \dots (2)$$

$$x0 = \{ (d0-d1) / (D-d1) \} \times (X-x1) + X \quad \dots (3)$$

$$y0 = \{ (d0-d1) / (D-d1) \} \times (Y-y1) + Y \quad \dots (4)$$

投影された画像を投影面21に相当する表示画面（図示せず）上に、縦512画素×横512画素で表示するとき、X、Yは-256から+256までの値を取る。それぞれのX、Yに対してd0の断層像23A上では上掲(3)、(4)式によりx0、y0が決まり、どの点が投影すべきかが決まる。断層像23Aは複数あって、d0も複数個あるので、1組のX、Yに対して複数の投影すべき点x0、y0が決まる。

【0016】同様の座標系において、断層像23Aの他にも断層像23B～23Eを用意し、y軸方向から見た図を図10(a)に示す。この図10(a)において、断層像23A～23Eは同一対象物について同一方向に等間隔で得られた断層像（図示例では等間隔であるが、必ずしも等間隔である必要はない）であり、断層像23Bには、臓器領域B1、B2、B3が強調して書いてある。臓器領域B1、B2、B3を投影面21に投影するとB1'、B2'、B3'となる。同様に、断層像23Cの臓器領域C1、C2を投影面21に投影するとC1'、C2'となる。ここで、投影データ（ここでは、B1'、B2'、B3'；C1'、C2'）を表示メモリ（図示せず）に書く時は、三次元的効果を出すため

\*【0012】以下、図2のフローチャートを用いて上記血流表示装置の作用について説明する。まず、CPU50は磁気ディスク54に格納された断層像のデータから対象部位の血管内壁の三次元画像を中心投影法を用いて構成する（例えば、図3に示したような画像）。ここで、中心投影法について説明すると、中心投影による投影面への各断層像の投影に当たっての、各断層像の画素座標の投影面上の座標への変換は次のように行われる。

【0013】図9に示す例では、説明を簡単化するため投影面と断層像面、更にはx-y面が各々平行であるように座標系をとっている。この図9において、x、y、zは三次元座標系（x、y、z）の各軸、e点（x1、y1、d1）は視点eの位置、P点（X、Y）は投影面（表示画面に相当する）21上の点、S点（x0、y0、d0）はe点（x1、y1、d1）とP点（X、Y）を通る直線22と断層像23Aと交わる点、である。

【0014】また、Dは投影面21の位置（z軸上）で、任意に設定可能である。d0は断層像23Aの位置（z軸上）で、計測時に決まる。d1は視点eのz座標、である。これによれば、次の式が成り立つ。

【0015】

【数1】

30※めに、視点eから見てより遠くに存在する投影データを先に書き込み、それより近くの投影データは後から上書きする。したがってここでは、投影データC1、C2より投影データB1、B2、B3の方が視点eより遠くに存在するので、投影データB1'、B2'、B3'を先に書いて、投影データC1'、C2'は後から上書きすることになる。なお図10(a)では、投影データB1'、B2'、B3'；C1'、C2'は各々投影面21から離して示しているが、これは表示メモリに書き込み投影データB1'、B2'、B3'；C1'、C2'の順番を判り易くしたために過ぎず、最初に書かれる投影データB1'、B2'、B3'も、それに上書きされる投影データC1'、C2'も実際には投影面21上に書かれる。

【0017】図10(b)は、図10(a)よりも一般化して示したもので、投影面と断層像面が平行でない場合の例である。この場合は、断層像23A、23B、23C…から補間演算で投影面21と平行な面に向けられた断層像23a、23b、23c…を作っておく必要がある。その他は、図10(a)の場合と同様である。なお、b1'；c1'、c2'；d1'は、補間演算され

5

6

た断層像23b, 23c, 23d上の臓器領域b1; c1, c2; d1の投影データである。

【0018】図11は、視点、断層像及び投影面がより複雑な位置関係をもった場合の中心投影による座標変換を説明するための図で、断層像23上のS点(x0, z0, y0)の投影結果が投影平面上のP点(x, y, z)になることを示す。この図11において、中心投影による投影平面21への断層像23の投影に当たって、断層像23の画素座標の投影平面21上の座標への変換は次のように行われる。

【0019】ここで、aはx軸と投影平面21の交わる点、bはy軸と投影平面21の交わる点、cはz軸と投\*

$$(x/a) + (y/b) + (z/c) = 1 \quad \dots (5)$$

で表わされる。また、e点(x1, y1, z1)とP点

(x, y, z)を通る直線22は

$$(x0-x)/(x1-x) = (y0-y)/(y1-y) = (z0-z)/(z1-z) \quad \dots (6)$$

で与えられる。投影平面21がC1点(xc1, yc1, zc1)を通るとき、

【0024】

【数4】

$$k1 = \sin \alpha$$

$$k2 = \cos \alpha / \sin \beta$$

$$k3 = \cos \alpha \cdot \cos \beta / \sin \beta$$

$$\star ai = 1/a$$

$$bi = 1/b$$

$$20 \quad ci = 1/c$$

として、

【0025】

【数5】

$$z = [X \cdot k1 - Y \cdot k2 - yc1 \cdot k3 - \{(ci \cdot k3 \cdot zc1)/bi\} + \{(ai \cdot k3 \cdot X)/(bi \cdot \cos \alpha)\} - \{(ai \cdot k3 \cdot xc1)/bi\}] / [1 - \{(ci \cdot k3)/bi\} + \{(ai \cdot k3 \cdot \sin \alpha)/(bi \cdot \cos \alpha)\}] \quad \dots (7)$$

$$x = (X - z \cdot \sin \alpha) / \cos \alpha \quad \dots (8)$$

$$y = [yc1 + \{-ci \cdot (z - zc1) - ai \cdot (x - xc1)\}] / bi \quad \dots (9)$$

ここで、上記C1点(xc1, yc1, zc1)には、☆点e間の距離はh)として、

例えば、視点e(x1, y1, z1)から投影平面21

に下ろした垂線と投影平面21の交わる点(この点と視点

【0026】

【数6】

$$zc1 = z1 + [-h / \sqrt{1 + (c^2/a^2) + (c^2/b^2)}] \quad \dots (10)$$

$$xc1 = x1 + \{c \cdot (z1 - zc1)/a\} \quad \dots (11)$$

$$yc1 = y1 + \{c \cdot (z1 - zc1)/b\} \quad \dots (12)$$

を使ってもよい。

【0027】投影された画像を投影平面21に相当する表示画面(図示せず)上に、縦512画素×横512画素で表示するとき、X, Yは-256から+256までの値を取る。それぞれのX, Yに対して上掲(7)、(8)、(9)式によりx, yが決まる。e点のx1, ◆

$$x0 = \{(d0 - y)/(y1 - y)\} \times (x1 - x) + x \quad \dots (13)$$

$$z0 = \{(d0 - y)/(y1 - y)\} \times (z1 - z) + z \quad \dots (14)$$

断層像は複数あって、d0も複数個あるので、1組のX, Yに対して複数の投影すべき点x0, y0が決まる。

【0029】なお、図11中のRは視点eからS点まで

\*影平面21の交わる点、である。

【0020】また、αは原点から投影平面21に下ろした垂線をz-x面に投影した線がx軸となす角、βは前記垂線がx-z面となす角、e点(x1, y1, z1)は視点eの位置、P点(x, y, z)は投影面(表示画面に相当する)21上の点、S点(x0, z0, y0)はe点(x1, y1, z1)とP点(x, y, z)を通る直線22と断層像23の交わる点、とすると、次の式が成り立つ。

10 【0021】まず、投影平面21は

【0022】

【数2】

$$\star ai = 1/a$$

$$bi = 1/b$$

$$20 \quad ci = 1/c$$

として、

【0025】

【数5】

$$z = [X \cdot k1 - Y \cdot k2 - yc1 \cdot k3 - \{(ci \cdot k3 \cdot zc1)/bi\} + \{(ai \cdot k3 \cdot X)/(bi \cdot \cos \alpha)\} - \{(ai \cdot k3 \cdot xc1)/bi\}] / [1 - \{(ci \cdot k3)/bi\} + \{(ai \cdot k3 \cdot \sin \alpha)/(bi \cdot \cos \alpha)\}] \quad \dots (7)$$

$$x = (X - z \cdot \sin \alpha) / \cos \alpha \quad \dots (8)$$

$$y = [yc1 + \{-ci \cdot (z - zc1) - ai \cdot (x - xc1)\}] / bi \quad \dots (9)$$

◆y1, z1は任意に与えるので、下掲(13)、(1

4)式により、y0=d0の断層像上で画素S点の座標x0, z0が決まる。

【0028】

【数7】

\*の距離を示すもので、このRはP点の画素値(輝度)を求める際のパラメータとなる。P点の画素値は、設定された画素値(輝度)の最大値Rmaxから上記Rを引算した値に比例する。以上のような座標変換を、表示画面

に相当する投影平面21上の全ての点について行う。また、全ての断層像23について行う。実際に表示される点は、投影上のしきい値の条件を満たす複数の点のうち視点に最も近い点である。

【0030】尚、血管内壁の三次元画像表示に関しては、特願平4-143496号明細書に記載されている。このようにして血管内壁の三次元画像の構成し、この三次元画像の構成に使用した画素点の座標（表示点に対応する元のCT画像上の点の座標）を磁気ディスク54（又は主メモリ52）に格納する。（図2ステップ \*10

$$\partial u / \partial x + \partial v / \partial y + \partial w / \partial z = 0 \quad \cdots (15)$$

【0033】

※ ※【数9】

$$\begin{aligned} & \partial u / \partial t + u \cdot \partial u / \partial x + v \cdot \partial u / \partial y + w \cdot \partial u / \partial z \\ & = -\partial^2 P / \partial x^2 + (\partial^2 u / \partial x^2 + \partial^2 u / \partial y^2 + \partial^2 u / \partial z^2) \\ & / Re \end{aligned}$$

..... (16)

【0034】

★ ★【数10】

$$\begin{aligned} & \partial v / \partial t + u \cdot \partial v / \partial x + v \cdot \partial v / \partial y + w \cdot \partial v / \partial z \\ & = -\partial^2 P / \partial y^2 + (\partial^2 v / \partial x^2 + \partial^2 v / \partial y^2 + \partial^2 v / \partial z^2) \\ & / Re \end{aligned}$$

..... (17)

【0035】

☆ ☆【数11】

$$\begin{aligned} & \partial w / \partial t + u \cdot \partial w / \partial x + v \cdot \partial w / \partial y + w \cdot \partial w / \partial z \\ & = -\partial^2 P / \partial z^2 + (\partial^2 w / \partial x^2 + \partial^2 w / \partial y^2 + \partial^2 w / \partial z^2) \\ & / Re \end{aligned}$$

..... (18)

ここで、式(15)は質量の保存則を記述する連続の式、(16)乃至(18)は運動量保存法則を記述するナビエ・ストークス（以降N-Sと称す。）方程式である。ただし、Pは圧力、u、v、wは流れの速度成分、Reはレイノルズ数、tは時間を表している。

【0036】そして、上述の式(15)乃至(18)の方程式に初期条件及び境界条件を与えて、各位置における血流の速度及び圧力を算出する。境界条件の設定には、磁気ディスク54に記録しておいた座標、すなわち三次元画像の構成に使われた画素点の座標（血管壁、即ちしきい値の条件を満たす点の座標）を使う。

$$u(x, y, z, 0) = u_0(x, y, z) \quad \cdots (19)$$

【0039】

★ ★【数13】

$$v(x, y, z, 0) = v_0(x, y, z) \quad \cdots (20)$$

【0040】

※ ※【数14】

$$w(x, y, z, 0) = w_0(x, y, z) \quad \cdots (21)$$

【0041】

★ ★【数15】

$$P(x, y, z, 0) = P_0(x, y, z) \quad \cdots (22)$$

また、圧力Pは心臓の鼓動により発生する圧力を模擬するので周期的に変化する関数（三角関数、またはその組み合わせなど）で近似する場合もある（図4に時間による圧力Pの変化の様子を示す）。例えば、Δを心臓の位☆

$$P(x, y, z, t) = (\text{定数}7 - \cos(\Delta)) \cdot P_0(x, y, z) \quad \cdots (23)$$

\*1)。

【0031】次にCPU50は、磁気ディスク54に格納した血管内壁の座標に基づいて血管内における血液の速度を算出する（図2ステップ2）。ここで、血液の速度の算出方法について説明する。一般的に速度と圧力を流れの未知量とする方程式系は、デカルト座標系（x、y、z座標系）において以下の様に表現される。

【0032】

【数8】

◆【0037】例えば、簡単のため、この点（xb、yb、zb）で血流の速度が至る所で一定でu0、v0で、圧力もP0と仮定すると、境界条件は

$$u(xb, yb, zb, t) = u_0$$

$$v(xb, yb, zb, t) = v_0$$

$$w(xb, yb, zb, t) = w_0$$

$$P(xb, yb, zb, t) = P_0$$

また、初期条件として、時刻t=0のとき

【0038】

【数12】

☆相を表すパラメータとして、

【0042】

【数16】

としてもよい。 $u_0(x, y, z)$ ,  $v_0(x, y, z)$ ,  $w_0(x, y, z)$ ,  $P_0(x, y, z)$ の値は初期値として磁気ディスクに格納しておいたものを使う。あるいは、高次曲線の関数を使い、その場で発生させてもよい。

【0043】例えば、マウス60で指定した血管の中心を $(x_c, y_c, z_c)$ としたとき

$$u_0(x, y, z) = \text{定数1} - \text{定数2} \cdot ((x - x_c)(x - x_c) + (y - y_c)(y - y_c) + (z - z_c)(z - z_c))$$

$$v_0(x, y, z) = \text{定数3} - \text{定数4} \cdot ((x - x_c)(x - x_c) + (y - y_c)(y - y_c) + (z - z_c)(z - z_c))$$

$$w_0(x, y, z) = \text{定数5} - \text{定数6} \cdot ((x - x_c)(x - x_c) + (y - y_c)(y - y_c) + (z - z_c)(z - z_c))$$

$$P_0(x, y, z) = \text{定数7} - \text{定数8} \cdot ((x - x_c)(x - x_c) + (y - y_c)(y - y_c) + (z - z_c)(z - z_c))$$

で近似してもよい。

【0044】尚、本発明は、ナビエ・ストークスの偏微分方程式の数値解法を用いたが、(財)東京大学出版会1992年2月25日発行、安原充、大宮可久明編著「数値流体力学」15~40ページに詳述されている。特に、18ページには、Marker-and-Cell法による、速度と圧力の求め方が詳述されている。しかし、本発明は、この偏微分方程式の解法の方法には限定されない。

【0045】以上、CPU50は上記数値計算を行い、血管内の各点における血液の速度及び圧力を算出し、図5又は図6に示すような血流の様子を示した血流表示画像を血管内壁の三次元画像80に重ねてCRT58に表示する(図2ステップ3)。図5の血流表示画像では、CRT58に血管内壁の三次元画像80が表示されるとともに血管内部の任意に選択された点(図中の丸印70A、70A、…で示された点であり、この点の座標は予め空間座標上に設定しておいてもよいし、又はランダムに指定する等のような方法で決定してもよい。)における血流の方向が矢印70B、70B…で表示される。尚、丸印70A、70A、…や矢印70B、70B、…は、血管内壁の表示と同様に中心投影法を用いて三次元的に表示するようにしてもよい。

【0046】また、図6の血流表示画像では、CRT58に血管内壁の三次元画像80が表示されるとともに、任意に選択された点を通る流線72A、72A、…(血流の方向に沿った線)によって血流の方向が表示される。以上説明した表示される血流表示画像によれば、血管内の血液の流れの様子が視覚的に即座に把握でき、血管の異常箇所を容易に見つけることができるようになる。

【0047】尚、上記実施の形態ではある瞬間の血流を

静止画で表示していたが、心臓の動きに応じて血流を動画で表示するようにしてもよい。例えば、呼吸の動きに伴う臓器の三次元画像の動画の構成に関しては、特願平4-243231号明細書に記載されている。この特願平4-243231号明細書では呼吸位相により画像を分類し、分類画像毎に三次元画像を構成し、連続表示することで動画表示を実現しているが、本発明の血管の動画表示の場合には、呼吸位相で分類する代わりに、心臓の動きの位相で画像を分類すれば動画を実現することができる。

【0048】血管の動画に合わせた血流の動画表示には、式(23)の位相 $\Delta$ を変化させた初期条件と血管内壁の三次元画像表示に使った画素点の座標での、各位相での境界条件(19)-(22)を使う。例えば、動画の表示では図6に示した表示画像を使用すると図7

(A)、(B)、(C)のように表示され、心臓の鼓動に応じた血流の変化が把握できるようになる。

【0049】また、上記実施の形態では、血流を矢印や流線によって表示していたが、これに限らず、例えば、血液を模した多数の粒子を実際に血管内で移動させて血流の様子を表してもよい。また、上記実施の形態では、N-S方程式により血流を算出していたが、簡単な演算によって血流を簡略表示するようにしてもよい。例えば、簡略表示では、単位時間あたりの流量が同じであることを利用する。図8(A)の血管の三次元画像80において、水平方向に断面をとり(図8(A)の断面像82参照)、血液流体の断面積を $S_i$ ( $i=1, 2, 3, \dots$ )として、単位時間あたりの移動距離を $\Delta i$ ( $i=1, 2, 3, 4, \dots$ )とすると、近似的に

$$\Delta 1 \cdot (S_1 + S_2) / 2 = \Delta 2 \cdot (S_2 + S_3) / 2 \\ \Delta 2 \cdot (S_2 + S_3) / 2 = \Delta 3 \cdot (S_3 + S_4) / 2 \\ \dots\dots\dots$$

が成り立つ。

【0050】面積 $S_i$ ( $i=1, 2, 3, \dots$ )は三次元画像からわかるので $\Delta i$ ( $i=1, 2, 3, 4, \dots$ )がわかる。また、これをもとに、図8(B)に示すような動画を作ることができる。この血流表示画像では3点("●"74A、"○"74B、"×"74C)が3直線の交点を中心に(この中心点はマウス60で指定)血液が流れて広がる様子を示す。

【0051】以上、上記実施の形態では血管内の血流の様子を表示する血流表示装置について説明したが、本発明はこれに限定されず、原子炉の各種パイプ内のつまり具合の表示などにも適用できる。一般に管状物内の流体表示であれば適用できる。

【0052】

【発明の効果】以上説明したように本発明によれば、管状体内壁の疑似三次元画像を表示するとともに、その管状体内の流体の流れの様子を表示するようにしたため、

管状体内の流体の流れの様子を視覚的に把握でき、管状体内部の欠陥部位を容易に検出することができるようになる。

【図面の簡単な説明】

【図1】図1は、本発明が適用される血流表示装置の一実施の形態を示した構成図である。

【図2】図2は、本発明が適用される血流表示装置の処理手順を示したフローチャートである。

【図3】図3は、血管内壁の三次元画像の一例を示した図である。

【図4】図4は、心臓の鼓動により発生する血液の圧力の時間変化を示したグラフである。

【図5】図5は、血流表示画像の一例を示した図である。

【図6】図6は、血流表示画像の一例を示した図である。

【図7】図7は、血流表示画像を動画で表示した場合の画像の変化の一例を示した図である。

【図8】図8は、血流表示画像の簡易表示の説明に用い

た説明図である。

【図9】図9は、三次元画像構成方法における断層像画素座標の投影面上の座標への変換を説明するための図である。

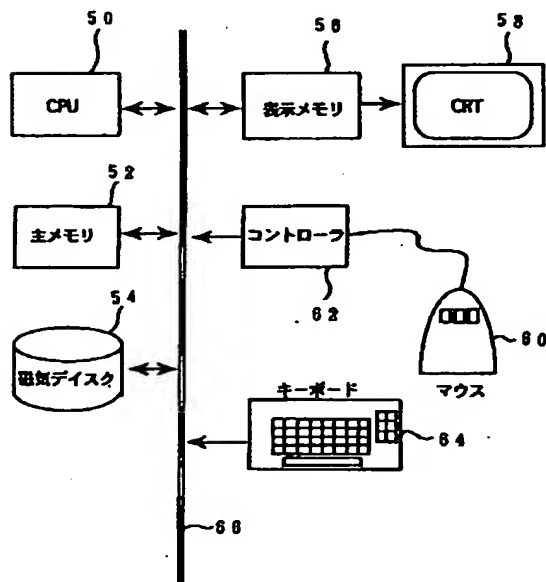
【図10】図10は、複数の断層像についての画素座標の投影面上の座標への変換を説明するための図である。

【図11】図11は、視点、断層像及び投影面がより複雑な位置関係をもった場合の中心投影による座標変換を説明するための図である。

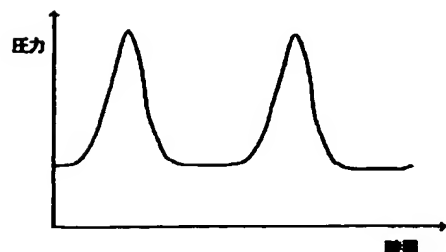
10 【符号の説明】

- 50…CPU
- 52…主メモリ
- 54…磁気ディスク
- 56…表示メモリ
- 58…CRT
- 60…マウス
- 62…コントローラ
- 64…キーボード
- 66…バス

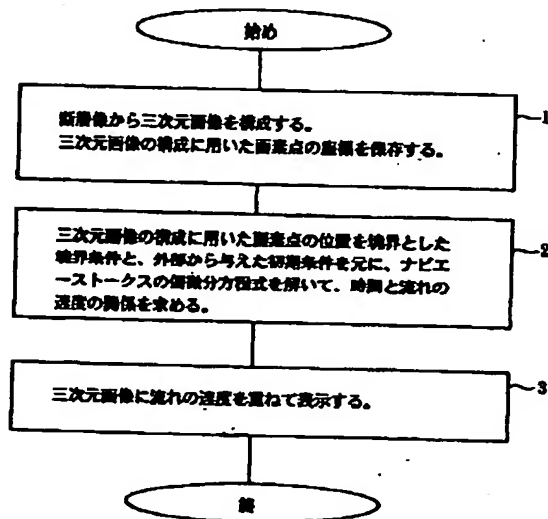
【図1】



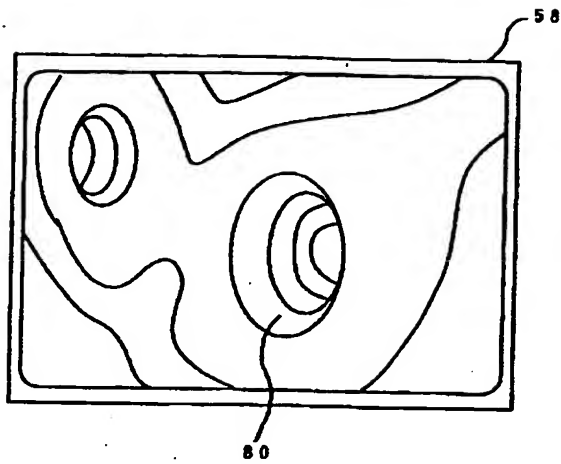
【図4】



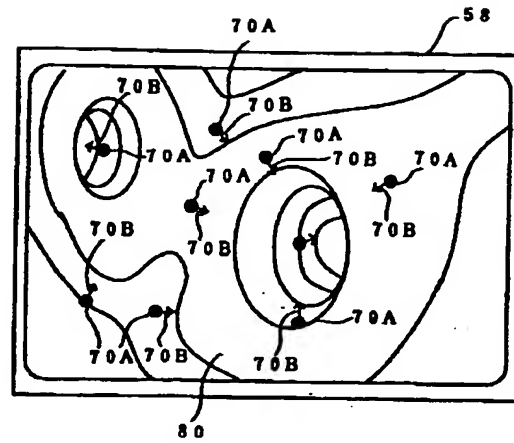
【図2】



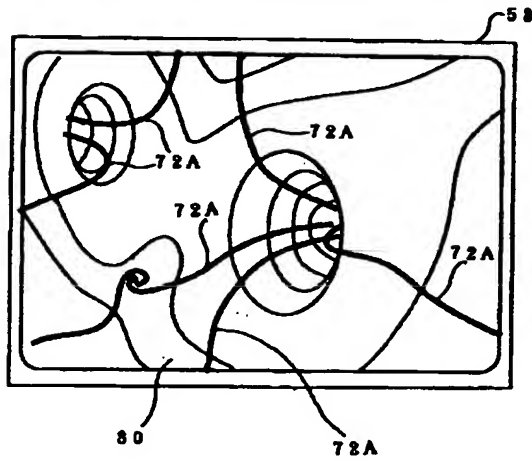
【図3】



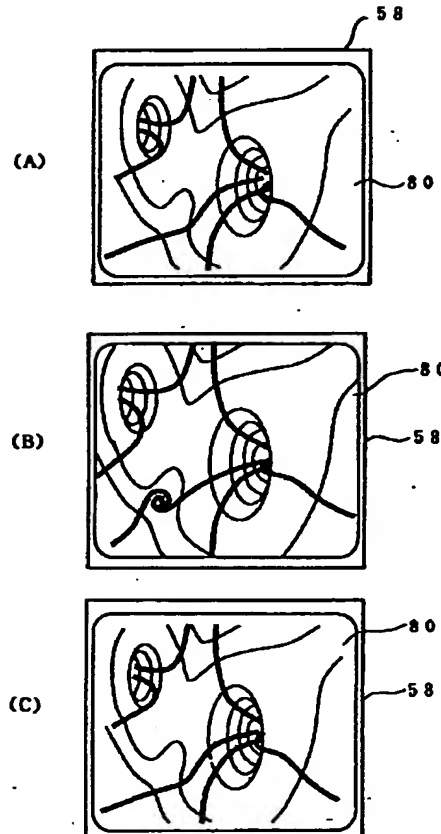
【図5】



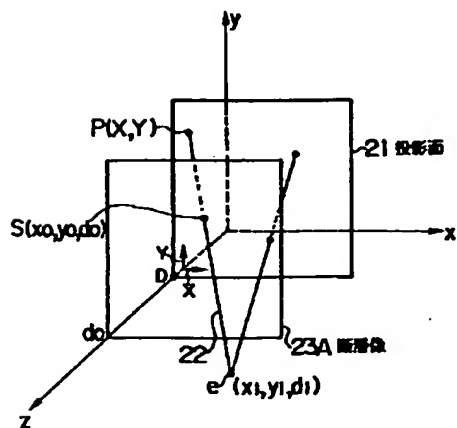
【図6】



【図7】

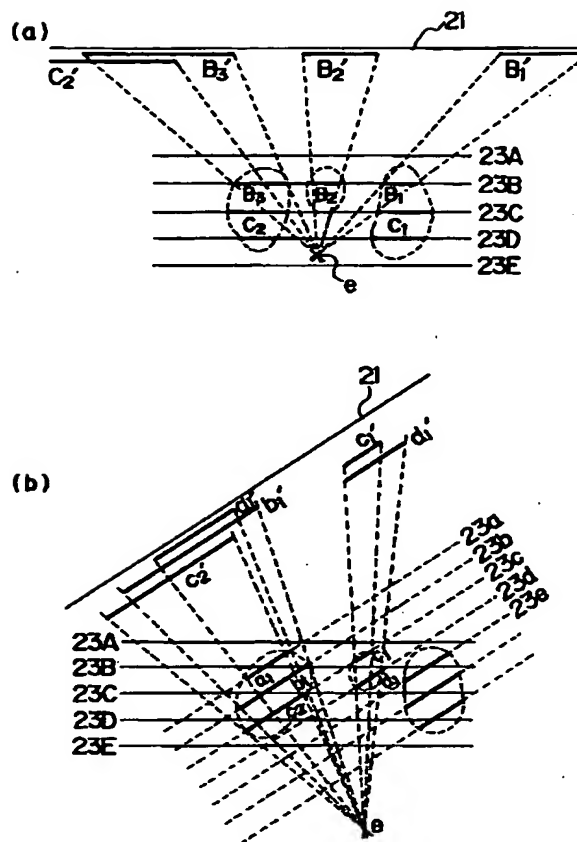


【図9】

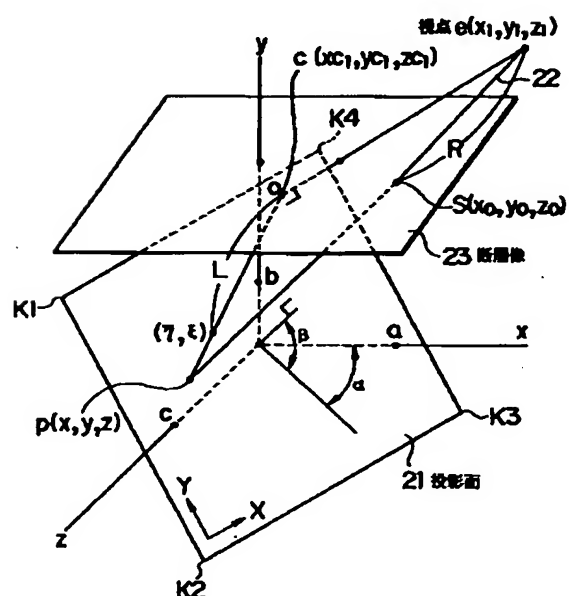




【図10】



【图 11】



(10)

特開平10-94519

フロントページの続き

(51)Int. Cl.<sup>6</sup>

G09B 9/00

識別記号

FI

G06F 15/72

450K

\* NOTICES \*

JPO and INPIT are not responsible for any damages caused by the use of this translation.

- 1.This document has been translated by computer. So the translation may not reflect the original precisely.
- 2.\*\*\*\* shows the word which can not be translated.
- 3.In the drawings, any words are not translated.

---

DETAILED DESCRIPTION

---

[Detailed Description of the Invention]

[0001]

[Field of the Invention] This invention relates to the fluid display of the tubular inside of the body, and relates to the fluid display of the tubular inside of the body which displays the flow of fluids, such as blood, on the false three dimensional image of the tubular inside of the body, such as a blood vessel, in piles especially.

[0002]

[Description of the Prior Art] Conventionally, in the design of an airplane etc., the situation of the flow of the air of the aerofoil circumference may be reproduced and displayed by the computer. Generally, in order to reproduce the situation of flow by the calculator, it is necessary to solve the partial differential equation of the below-mentioned NABIE stokes under boundary condition and initial condition with a finite difference method, the finite element method, or a boundary element method. Like the aerofoil of an airplane, if initial condition suitable as boundary condition is given, the form, i.e., the boundary, which the architect decided, in the case of an artifact, solution Lycium chinense can do the partial differential equation of a NABIE stokes, and that of the flow of air can be reproduced to it.

[0003] By the way, in a medical field, diagnostic equipment, such as an X-ray CT scanner and MRI equipment, is used in recent years for diagnoses, such as an organ of analyte. According to such diagnostic equipment, the image data (CT data) of the tomogram for a desired object part can be collected, an image processing can extract the image data of chisels, such as a desired organ, from the collected image data, and the simulation three dimensional image observed from the request location of the organ can be generated.

[0004] By using such diagnostic equipment now, a blood vessel part can be extracted, the wall of a blood vessel can be observed now, and it has become as [ diagnose / the abnormality part which the blood vessel blockades with a cholest roll etc. ].

[0005]

[Problem(s) to be Solved by the Invention] However, in the conventional diagnostic equipment, even if the configuration of a blood vessel wall was displayed, the flow of actual blood was not displayed, and the situation of the blood flow in a blood vessel has not been grasped easily. Moreover, it is carried out like the case where it is a diagnosis of a blood vessel to carry out nondestructive inspection of the situations, such as corrosion of a tubular inside-of-the-body wall, from the tomogram which collected and collected the tomograms for tubular objects, such as piping, also in the field of not only a medical field but industry etc. However, also in this case, the

situation of the flow of the fluid of the tubular inside of the body has not been grasped, and sufficient diagnosis of it was not completed.

[0006] This invention was made in view of such a situation, and aims at offering the fluid display of the tubular inside of the body which can grasp visually the flow of the fluid of the tubular inside of the body, such as a blood vessel.

[0007]

[Means for Solving the Problem] A tubular inside-of-the-body wall display means which accumulated two or more tomograms containing a volume image in order that this invention might attain said object to accumulate and to display the false three dimensional image of a tubular inside-of-the-body wall on a screen from a three dimensional image, A tubular inside-of-the-body wall coordinate detection means to detect the coordinate of a tubular inside-of-the-body wall from said product raising three dimensional image, A rate-of-flow calculation means to compute the rate-of-flow vector in each point of this tubular inside of the body by making into boundary condition the coordinate of the tubular inside-of-the-body wall detected with said tubular inside-of-the-body wall coordinate detection means, a fluid display means to make contrast with the false three dimensional image of said tubular inside-of-the-body wall displayed by said tubular inside-of-the-body wall display means based on the rate-of-flow vector in each point of said tubular inside of the body computed by said rate-of-flow calculation means, and to display the flow of a fluid -- since -- it is characterized by changing.

[0008] According to this invention, the rate-of-flow [ in / considering the coordinate of this detected tubular inside-of-the-body wall as boundary condition / while accumulating and displaying the false three dimensional image of a tubular inside-of-the-body wall on a screen from a three dimensional image, the coordinate of a tubular inside-of-the-body wall is detected from said product raising three dimensional image, and / each point of the tubular inside of the body ] vector which accumulated two or more tomograms containing a volume image is computed. And it is made to contrast with the false three dimensional image of the tubular inside-of-the-body wall displayed on the screen based on the rate-of-flow vector searched for, and the flow of a fluid is displayed.

[0009] Thereby, the situation of the flow of the fluid of the tubular inside of the body can be grasped visually, and the defective part inside a tubular object can be easily detected now.

[0010]

[Embodiment of the Invention] It explains in full detail about the gestalt of desirable operation of the fluid display of the tubular inside of the body which starts this invention according to an accompanying drawing below. The blood-flow display which displays the flow of the blood in a blood vessel below as one example of the fluid display of the tubular inside of the body concerning this invention is explained. A blood-flow display extracts the image data of a blood vessel part from the medical image data collected about the object part of analyte by medical image diagnostic equipment, such as an X-ray CT scanner and MRI equipment, if a blood vessel wall is expressed as a three-dimension image as shown in drawing 3 , will calculate the flow of the blood in a blood vessel on a peach based on the configuration of a blood vessel wall, and will display the situation on it.

[0011] Drawing 1 is the block diagram showing the hardware configuration of this blood-flow indicating equipment. The arithmetic and program control 50 which controls actuation of each component to be shown in this drawing (CPU), The main

memory 52 in which the control program of equipment was stored, and the magnetic disk 54 with which two or more tomograms, image reconstruction programs, etc. were stored, The display memory 56 memorized in order to display the reconfigured image data, CRT58 as a display which displays the image data from this display memory 56, The mouse 60 as a locator, and the mouse controller 62 which detects the condition of a mouse 60 and outputs signals, such as a location of the mouse pointer on CRT58, and a condition of a mouse 60, to CPU50, It consists of a keyboard 64 which inputs various kinds of operator command etc., and a common bus 66 which connects each above-mentioned component.

[0012] Hereafter, an operation of the above-mentioned blood-flow display is explained using the flow chart of drawing 2. First, CPU50 constitutes the three dimensional image of the blood vessel wall of an object part from data of the tomogram stored in the magnetic disk 54 using the perspective drawing (for example, image as shown in drawing 3). Here, explanation of the perspective drawing performs as follows conversion on the coordinate on the plane of projection of the pixel coordinate of each tomogram which is in charge of projection of each tomogram for the plane of projection by main projection.

[0013] In the example shown in drawing 9, in order to simplify explanation, system of coordinates are taken so that plane of projection, the fault image surface, and also a x-y side may be parallel respectively. In this drawing 9 x, and y and z Each shaft of three-dimensions system of coordinates (x y, z), the point of crossing the straight line 22 by which the location of View e and P points (X, Y) pass along the point on plane of projection (it is equivalent to the display screen) 21, and, as for e points (x1, y1, d1), S points (x0, y0, d0) pass along e points (x1, y1, d1) and P points (X, Y), and tomogram 23A -- it comes out.

[0014] Moreover, D is the location (on the z-axis) of the plane of projection 21 of plane of projection 21, and can be set as arbitration. d0 is the location (on the z-axis) of tomogram 23A, and is decided at the time of measurement. d1 -- the z-coordinate of View e -- it comes out. According to this, the following formula is realized.

[0015]

[Equation 1]

$$X = \{(D-d1)/(d0-d1)\} x(x0-x1) + x1 \quad \text{-- (1)}$$

$$Y = \{(D-d1)/(d0-d1)\} x(y0-y1) + y1 \quad \text{-- (2)}$$

$$x0 = \{(d0-d1)/(D-d1)\} x(X-x1) + X \quad \text{-- (3)}$$

$$y0 = \{(d0-d1)/(D-d1)\} x(Y-y1) + Y \quad \text{-- (4)}$$

When displaying the projected image by 512 pixels by 512 pixels on the display screen (not shown) equivalent to plane of projection 21, the values from Y-256 to X and + 256 are taken. To each X and Y, on tomogram 23A of d0, x0 and y0 are decided by supra (3) and (4) type, and it is decided which point should project. Since tomogram 23A has more than one and d0 has more than one, the points x0 and y0 which should project plurality to 1 set of X and Y are decided.

[0016] In the same system of coordinates, the tomograms 23B-23E other than tomogram 23A are prepared, and drawing seen from y shaft orientations is shown in drawing 10 (a). In this drawing 10 (a), Tomograms 23A-23E are tomograms (although it is regular intervals in the example of a graphic display, it is not necessary to be necessarily regular intervals) obtained at equal intervals in the same direction about the same object, and the organ field B1, B-2, and B3 emphasize them to tomogram 23B, and they are written on it. If the organ field B1, B-2, and B3 are projected on plane of projection 21, it will become B1', B-2', and B3'. Similarly, if the organ fields

C1 and C2 of tomogram 23C are projected on plane of projection 21, it will become C1' and C2'. here, since when writing projection data 'here -- B1', B-2', and B3 --;C1', C2' to display memory (not shown) takes out three-dimensions-effectiveness, the projection data which sees from View e and exists in the distance more is written in previously, and nearby projection data overwrites later from it. therefore -- here --  
 \*\*\*\* -- projection data -- C -- one -- C -- two -- projection data -- B -- one -- B-2 -- B -- three -- the direction -- a view -- e -- a long distance -- existing -- since -- projection data -- B -- one -- ' -- B-2 -- ' -- B -- three -- ' -- previously -- writing -- projection data -- C -- one -- ' -- C -- two -- ' -- after -- from -- overwriting -- \*\*\*\*\* . in addition -- drawing 10 (a) -- projection data B1', B-2', and B3, although 'C1', C2' are separated from the each plane of projection 21 and it is shown this -- display memory -- writing in -- projection data -- B -- one -- ' -- B-2 -- ' -- B -- three -- ' --; -- C -- one -- ' -- C -- two -- ' -- sequence -- intelligible -- writing -- not passing -- the beginning -- writing -- having -- projection data -- B -- one -- ' -- B-2 -- ' -- B -- three -- ' -- it -- overwriting -- having -- projection data -- C -- one -- ' -- C -- two -- ' -- actual -- plane of projection -- 21 -- a top -- writing -- having .

[0017] Drawing 10 (b) is what was generalized and shown from drawing 10 (a), and is an example when plane of projection and the fault image surface are not parallel. In this case, it is necessary to make Tomograms 23A and 23B, the tomograms 23a and 23b turned to the field parallel to plane of projection 21 by 23C-- to the interpolation operation, and 23c--. Others are the same as that of the case of drawing 10 (a).

b1';c1' and c2 -- 'd1' is projection data of organ field b1;c1 on the tomograms 23b and 23c by which the interpolation operation was carried out, and 23d, and c2;d1. [ in addition, ]

[0018] Drawing 11 is drawing for explaining the coordinate transformation by main projection when a view, a tomogram, and plane of projection have more complicated physical relationship, and shows that the projection result of S points (x0, z0, y0) on a tomogram 23 becomes P on a projection flat surface (x y, z). In this drawing 11 , conversion on the coordinate on the projection flat surface 21 of the pixel coordinate of a tomogram 23 which is in charge of projection of the tomogram 23 for the projection flat surface 21 by main projection is performed as follows.

[0019] the point that a x axis and the projection flat surface 21 cross here, as for a, the point that the y-axis and the projection flat surface 21 cross, as for b, and the point that the z-axis and the projection flat surface 21 cross, as for c -- it comes out.

[0020] Moreover, the angle which the line which projected the perpendicular which took down alpha from the zero to the projection flat surface 21 on the z-x side makes with a x axis, Said perpendicular the angle which beta makes with a x-z side, and e points (x1, y1, z1) The location of View e, The following formula will be realized if it is the point that the straight line 22 by which P points (x y, z) pass along the point on plane of projection (it is equivalent to the display screen) 21, and S points (x0, z0, y0) pass along e points (x1, y1, z1) and P points (x y, z), and a tomogram 23 cross.

[0021] First, the projection flat surface 21 is [0022].

[Equation 2]

$$(x/a)+(y/b)+(z/c)=1 \text{ -- (5)}$$

It is come out and expressed. Moreover, the straight line 22 which passes along e points (x1, y1, z1) and P points (x y, z) is [0023].

[Equation 3]

$$(x_0-x)/(x_1-x)=(y_0-y)/(y_1-y)=(z_0-z)/(z_1-z) \text{ -- (6)}$$

It is come out and given. It is [0024] when the projection flat surface 21 passes along one C (xcl,ycl,zcl).

[Equation 4]

$k1=\sin\alpha$ ,  $k2=\cos\alpha$ ,  $k3=\cos\beta$ ,  $k4=\sin\beta$ ,  $k5=\cos\gamma$ ,  $k6=\sin\gamma$ ,  $k7=\cos\delta$ ,  $k8=\sin\delta$ ,  $k9=\cos\epsilon$ ,  $k10=\sin\epsilon$ ,  $k11=\cos\zeta$ ,  $k12=\sin\zeta$ ,  $k13=\cos\eta$ ,  $k14=\sin\eta$ ,  $k15=\cos\theta$ ,  $k16=\sin\theta$ ,  $k17=\cos\phi$ ,  $k18=\sin\phi$ ,  $k19=\cos\chi$ ,  $k20=\sin\chi$ ,  $k21=\cos\psi$ ,  $k22=\sin\psi$ ,  $k23=\cos\omega$ ,  $k24=\sin\omega$ ,  $k25=\cos\varphi$ ,  $k26=\sin\varphi$ ,  $k27=\cos\kappa$ ,  $k28=\sin\kappa$ ,  $k29=\cos\lambda$ ,  $k30=\sin\lambda$ ,  $k31=\cos\mu$ ,  $k32=\sin\mu$ ,  $k33=\cos\nu$ ,  $k34=\sin\nu$ ,  $k35=\cos\xi$ ,  $k36=\sin\xi$ ,  $k37=\cos\omicron$ ,  $k38=\sin\omicron$ ,  $k39=\cos\pi$ ,  $k40=\sin\pi$ ,  $k41=\cos\rho$ ,  $k42=\sin\rho$ ,  $k43=\cos\sigma$ ,  $k44=\sin\sigma$ ,  $k45=\cos\tau$ ,  $k46=\sin\tau$ ,  $k47=\cos\upsilon$ ,  $k48=\sin\upsilon$ ,  $k49=\cos\phi$ ,  $k50=\sin\phi$ ,  $k51=\cos\chi$ ,  $k52=\sin\chi$ ,  $k53=\cos\psi$ ,  $k54=\sin\psi$ ,  $k55=\cos\omega$ ,  $k56=\sin\omega$ ,  $k57=\cos\varphi$ ,  $k58=\sin\varphi$ ,  $k59=\cos\kappa$ ,  $k60=\sin\kappa$ ,  $k61=\cos\lambda$ ,  $k62=\sin\lambda$ ,  $k63=\cos\mu$ ,  $k64=\sin\mu$ ,  $k65=\cos\nu$ ,  $k66=\sin\nu$ ,  $k67=\cos\xi$ ,  $k68=\sin\xi$ ,  $k69=\cos\omicron$ ,  $k70=\sin\omicron$ ,  $k71=\cos\pi$ ,  $k72=\sin\pi$ ,  $k73=\cos\rho$ ,  $k74=\sin\rho$ ,  $k75=\cos\sigma$ ,  $k76=\sin\sigma$ ,  $k77=\cos\tau$ ,  $k78=\sin\tau$ ,  $k79=\cos\upsilon$ ,  $k80=\sin\upsilon$ ,  $k81=\cos\phi$ ,  $k82=\sin\phi$ ,  $k83=\cos\chi$ ,  $k84=\sin\chi$ ,  $k85=\cos\psi$ ,  $k86=\sin\psi$ ,  $k87=\cos\omega$ ,  $k88=\sin\omega$ ,  $k89=\cos\varphi$ ,  $k90=\sin\varphi$ ,  $k91=\cos\kappa$ ,  $k92=\sin\kappa$ ,  $k93=\cos\lambda$ ,  $k94=\sin\lambda$ ,  $k95=\cos\mu$ ,  $k96=\sin\mu$ ,  $k97=\cos\nu$ ,  $k98=\sin\nu$ ,  $k99=\cos\xi$ ,  $k100=\sin\xi$ ,  $k101=\cos\omicron$ ,  $k102=\sin\omicron$ ,  $k103=\cos\pi$ ,  $k104=\sin\pi$ ,  $k105=\cos\rho$ ,  $k106=\sin\rho$ ,  $k107=\cos\sigma$ ,  $k108=\sin\sigma$ ,  $k109=\cos\tau$ ,  $k110=\sin\tau$ ,  $k111=\cos\upsilon$ ,  $k112=\sin\upsilon$ ,  $k113=\cos\phi$ ,  $k114=\sin\phi$ ,  $k115=\cos\chi$ ,  $k116=\sin\chi$ ,  $k117=\cos\psi$ ,  $k118=\sin\psi$ ,  $k119=\cos\omega$ ,  $k120=\sin\omega$ ,  $k121=\cos\varphi$ ,  $k122=\sin\varphi$ ,  $k123=\cos\kappa$ ,  $k124=\sin\kappa$ ,  $k125=\cos\lambda$ ,  $k126=\sin\lambda$ ,  $k127=\cos\mu$ ,  $k128=\sin\mu$ ,  $k129=\cos\nu$ ,  $k130=\sin\nu$ ,  $k131=\cos\xi$ ,  $k132=\sin\xi$ ,  $k133=\cos\omicron$ ,  $k134=\sin\omicron$ ,  $k135=\cos\pi$ ,  $k136=\sin\pi$ ,  $k137=\cos\rho$ ,  $k138=\sin\rho$ ,  $k139=\cos\sigma$ ,  $k140=\sin\sigma$ ,  $k141=\cos\tau$ ,  $k142=\sin\tau$ ,  $k143=\cos\upsilon$ ,  $k144=\sin\upsilon$ ,  $k145=\cos\phi$ ,  $k146=\sin\phi$ ,  $k147=\cos\chi$ ,  $k148=\sin\chi$ ,  $k149=\cos\psi$ ,  $k150=\sin\psi$ ,  $k151=\cos\omega$ ,  $k152=\sin\omega$ ,  $k153=\cos\varphi$ ,  $k154=\sin\varphi$ ,  $k155=\cos\kappa$ ,  $k156=\sin\kappa$ ,  $k157=\cos\lambda$ ,  $k158=\sin\lambda$ ,  $k159=\cos\mu$ ,  $k160=\sin\mu$ ,  $k161=\cos\nu$ ,  $k162=\sin\nu$ ,  $k163=\cos\xi$ ,  $k164=\sin\xi$ ,  $k165=\cos\omicron$ ,  $k166=\sin\omicron$ ,  $k167=\cos\pi$ ,  $k168=\sin\pi$ ,  $k169=\cos\rho$ ,  $k170=\sin\rho$ ,  $k171=\cos\sigma$ ,  $k172=\sin\sigma$ ,  $k173=\cos\tau$ ,  $k174=\sin\tau$ ,  $k175=\cos\upsilon$ ,  $k176=\sin\upsilon$ ,  $k177=\cos\phi$ ,  $k178=\sin\phi$ ,  $k179=\cos\chi$ ,  $k180=\sin\chi$ ,  $k181=\cos\psi$ ,  $k182=\sin\psi$ ,  $k183=\cos\omega$ ,  $k184=\sin\omega$ ,  $k185=\cos\varphi$ ,  $k186=\sin\varphi$ ,  $k187=\cos\kappa$ ,  $k188=\sin\kappa$ ,  $k189=\cos\lambda$ ,  $k190=\sin\lambda$ ,  $k191=\cos\mu$ ,  $k192=\sin\mu$ ,  $k193=\cos\nu$ ,  $k194=\sin\nu$ ,  $k195=\cos\xi$ ,  $k196=\sin\xi$ ,  $k197=\cos\omicron$ ,  $k198=\sin\omicron$ ,  $k199=\cos\pi$ ,  $k200=\sin\pi$ ,  $k201=\cos\rho$ ,  $k202=\sin\rho$ ,  $k203=\cos\sigma$ ,  $k204=\sin\sigma$ ,  $k205=\cos\tau$ ,  $k206=\sin\tau$ ,  $k207=\cos\upsilon$ ,  $k208=\sin\upsilon$ ,  $k209=\cos\phi$ ,  $k210=\sin\phi$ ,  $k211=\cos\chi$ ,  $k212=\sin\chi$ ,  $k213=\cos\psi$ ,  $k214=\sin\psi$ ,  $k215=\cos\omega$ ,  $k216=\sin\omega$ ,  $k217=\cos\varphi$ ,  $k218=\sin\varphi$ ,  $k219=\cos\kappa$ ,  $k220=\sin\kappa$ ,  $k221=\cos\lambda$ ,  $k222=\sin\lambda$ ,  $k223=\cos\mu$ ,  $k224=\sin\mu$ ,  $k225=\cos\nu$ ,  $k226=\sin\nu$ ,  $k227=\cos\xi$ ,  $k228=\sin\xi$ ,  $k229=\cos\omicron$ ,  $k230=\sin\omicron$ ,  $k231=\cos\pi$ ,  $k232=\sin\pi$ ,  $k233=\cos\rho$ ,  $k234=\sin\rho$ ,  $k235=\cos\sigma$ ,  $k236=\sin\sigma$ ,  $k237=\cos\tau$ ,  $k238=\sin\tau$ ,  $k239=\cos\upsilon$ ,  $k240=\sin\upsilon$ ,  $k241=\cos\phi$ ,  $k242=\sin\phi$ ,  $k243=\cos\chi$ ,  $k244=\sin\chi$ ,  $k245=\cos\psi$ ,  $k246=\sin\psi$ ,  $k247=\cos\omega$ ,  $k248=\sin\omega$ ,  $k249=\cos\varphi$ ,  $k250=\sin\varphi$ ,  $k251=\cos\kappa$ ,  $k252=\sin\kappa$ ,  $k253=\cos\lambda$ ,  $k254=\sin\lambda$ ,  $k255=\cos\mu$ ,  $k256=\sin\mu$ ,  $k257=\cos\nu$ ,  $k258=\sin\nu$ ,  $k259=\cos\xi$ ,  $k260=\sin\xi$ ,  $k261=\cos\omicron$ ,  $k262=\sin\omicron$ ,  $k263=\cos\pi$ ,  $k264=\sin\pi$ ,  $k265=\cos\rho$ ,  $k266=\sin\rho$ ,  $k267=\cos\sigma$ ,  $k268=\sin\sigma$ ,  $k269=\cos\tau$ ,  $k270=\sin\tau$ ,  $k271=\cos\upsilon$ ,  $k272=\sin\upsilon$ ,  $k273=\cos\phi$ ,  $k274=\sin\phi$ ,  $k275=\cos\chi$ ,  $k276=\sin\chi$ ,  $k277=\cos\psi$ ,  $k278=\sin\psi$ ,  $k279=\cos\omega$ ,  $k280=\sin\omega$ ,  $k281=\cos\varphi$ ,  $k282=\sin\varphi$ ,  $k283=\cos\kappa$ ,  $k284=\sin\kappa$ ,  $k285=\cos\lambda$ ,  $k286=\sin\lambda$ ,  $k287=\cos\mu$ ,  $k288=\sin\mu$ ,  $k289=\cos\nu$ ,  $k290=\sin\nu$ ,  $k291=\cos\xi$ ,  $k292=\sin\xi$ ,  $k293=\cos\omicron$ ,  $k294=\sin\omicron$ ,  $k295=\cos\pi$ ,  $k296=\sin\pi$ ,  $k297=\cos\rho$ ,  $k298=\sin\rho$ ,  $k299=\cos\sigma$ ,  $k300=\sin\sigma$ ,  $k301=\cos\tau$ ,  $k302=\sin\tau$ ,  $k303=\cos\upsilon$ ,  $k304=\sin\upsilon$ ,  $k305=\cos\phi$ ,  $k306=\sin\phi$ ,  $k307=\cos\chi$ ,  $k308=\sin\chi$ ,  $k309=\cos\psi$ ,  $k310=\sin\psi$ ,  $k311=\cos\omega$ ,  $k312=\sin\omega$ ,  $k313=\cos\varphi$ ,  $k314=\sin\varphi$ ,  $k315=\cos\kappa$ ,  $k316=\sin\kappa$ ,  $k317=\cos\lambda$ ,  $k318=\sin\lambda$ ,  $k319=\cos\mu$ ,  $k320=\sin\mu$ ,  $k321=\cos\nu$ ,  $k322=\sin\nu$ ,  $k323=\cos\xi$ ,  $k324=\sin\xi$ ,  $k325=\cos\omicron$ ,  $k326=\sin\omicron$ ,  $k327=\cos\pi$ ,  $k328=\sin\pi$ ,  $k329=\cos\rho$ ,  $k330=\sin\rho$ ,  $k331=\cos\sigma$ ,  $k332=\sin\sigma$ ,  $k333=\cos\tau$ ,  $k334=\sin\tau$ ,  $k335=\cos\upsilon$ ,  $k336=\sin\upsilon$ ,  $k337=\cos\phi$ ,  $k338=\sin\phi$ ,  $k339=\cos\chi$ ,  $k340=\sin\chi$ ,  $k341=\cos\psi$ ,  $k342=\sin\psi$ ,  $k343=\cos\omega$ ,  $k344=\sin\omega$ ,  $k345=\cos\varphi$ ,  $k346=\sin\varphi$ ,  $k347=\cos\kappa$ ,  $k348=\sin\kappa$ ,  $k349=\cos\lambda$ ,  $k350=\sin\lambda$ ,  $k351=\cos\mu$ ,  $k352=\sin\mu$ ,  $k353=\cos\nu$ ,  $k354=\sin\nu$ ,  $k355=\cos\xi$ ,  $k356=\sin\xi$ ,  $k357=\cos\omicron$ ,  $k358=\sin\omicron$ ,  $k359=\cos\pi$ ,  $k360=\sin\pi$ ,  $k361=\cos\rho$ ,  $k362=\sin\rho$ ,  $k363=\cos\sigma$ ,  $k364=\sin\sigma$ ,  $k365=\cos\tau$ ,  $k366=\sin\tau$ ,  $k367=\cos\upsilon$ ,  $k368=\sin\upsilon$ ,  $k369=\cos\phi$ ,  $k370=\sin\phi$ ,  $k371=\cos\chi$ ,  $k372=\sin\chi$ ,  $k373=\cos\psi$ ,  $k374=\sin\psi$ ,  $k375=\cos\omega$ ,  $k376=\sin\omega$ ,  $k377=\cos\varphi$ ,  $k378=\sin\varphi$ ,  $k379=\cos\kappa$ ,  $k380=\sin\kappa$ ,  $k381=\cos\lambda$ ,  $k382=\sin\lambda$ ,  $k383=\cos\mu$ ,  $k384=\sin\mu$ ,  $k385=\cos\nu$ ,  $k386=\sin\nu$ ,  $k387=\cos\xi$ ,  $k388=\sin\xi$ ,  $k389=\cos\omicron$ ,  $k390=\sin\omicron$ ,  $k391=\cos\pi$ ,  $k392=\sin\pi$ ,  $k393=\cos\rho$ ,  $k394=\sin\rho$ ,  $k395=\cos\sigma$ ,  $k396=\sin\sigma$ ,  $k397=\cos\tau$ ,  $k398=\sin\tau$ ,  $k399=\cos\upsilon$ ,  $k400=\sin\upsilon$ ,  $k401=\cos\phi$ ,  $k402=\sin\phi$ ,  $k403=\cos\chi$ ,  $k404=\sin\chi$ ,  $k405=\cos\psi$ ,  $k406=\sin\psi$ ,  $k407=\cos\omega$ ,  $k408=\sin\omega$ ,  $k409=\cos\varphi$ ,  $k410=\sin\varphi$ ,  $k411=\cos\kappa$ ,  $k412=\sin\kappa$ ,  $k413=\cos\lambda$ ,  $k414=\sin\lambda$ ,  $k415=\cos\mu$ ,  $k416=\sin\mu$ ,  $k417=\cos\nu$ ,  $k418=\sin\nu$ ,  $k419=\cos\xi$ ,  $k420=\sin\xi$ ,  $k421=\cos\omicron$ ,  $k422=\sin\omicron$ ,  $k423=\cos\pi$ ,  $k424=\sin\pi$ ,  $k425=\cos\rho$ ,  $k426=\sin\rho$ ,  $k427=\cos\sigma$ ,  $k428=\sin\sigma$ ,  $k429=\cos\tau$ ,  $k430=\sin\tau$ ,  $k431=\cos\upsilon$ ,  $k432=\sin\upsilon$ ,  $k433=\cos\phi$ ,  $k434=\sin\phi$ ,  $k435=\cos\chi$ ,  $k436=\sin\chi$ ,  $k437=\cos\psi$ ,  $k438=\sin\psi$ ,  $k439=\cos\omega$ ,  $k440=\sin\omega$ ,  $k441=\cos\varphi$ ,  $k442=\sin\varphi$ ,  $k443=\cos\kappa$ ,  $k444=\sin\kappa$ ,  $k445=\cos\lambda$ ,  $k446=\sin\lambda$ ,  $k447=\cos\mu$ ,  $k448=\sin\mu$ ,  $k449=\cos\nu$ ,  $k450=\sin\nu$ ,  $k451=\cos\xi$ ,  $k452=\sin\xi$ ,  $k453=\cos\omicron$ ,  $k454=\sin\omicron$ ,  $k455=\cos\pi$ ,  $k456=\sin\pi$ ,  $k457=\cos\rho$ ,  $k458=\sin\rho$ ,  $k459=\cos\sigma$ ,  $k460=\sin\sigma$ ,  $k461=\cos\tau$ ,  $k462=\sin\tau$ ,  $k463=\cos\upsilon$ ,  $k464=\sin\upsilon$ ,  $k465=\cos\phi$ ,  $k466=\sin\phi$ ,  $k467=\cos\chi$ ,  $k468=\sin\chi$ ,  $k469=\cos\psi$ ,  $k470=\sin\psi$ ,  $k471=\cos\omega$ ,  $k472=\sin\omega$ ,  $k473=\cos\varphi$ ,  $k474=\sin\varphi$ ,  $k475=\cos\kappa$ ,  $k476=\sin\kappa$ ,  $k477=\cos\lambda$ ,  $k478=\sin\lambda$ ,  $k479=\cos\mu$ ,  $k480=\sin\mu$ ,  $k481=\cos\nu$ ,  $k482=\sin\nu$ ,  $k483=\cos\xi$ ,  $k484=\sin\xi$ ,  $k485=\cos\omicron$ ,  $k486=\sin\omicron$ ,  $k487=\cos\pi$ ,  $k488=\sin\pi$ ,  $k489=\cos\rho$ ,  $k490=\sin\rho$ ,  $k491=\cos\sigma$ ,  $k492=\sin\sigma$ ,  $k493=\cos\tau$ ,  $k494=\sin\tau$ ,  $k495=\cos\upsilon$ ,  $k496=\sin\upsilon$ ,  $k497=\cos\phi$ ,  $k498=\sin\phi$ ,  $k499=\cos\chi$ ,  $k500=\sin\chi$ ,  $k501=\cos\psi$ ,  $k502=\sin\psi$ ,  $k503=\cos\omega$ ,  $k504=\sin\omega$ ,  $k505=\cos\varphi$ ,  $k506=\sin\varphi$ ,  $k507=\cos\kappa$ ,  $k508=\sin\kappa$ ,  $k509=\cos\lambda$ ,  $k510=\sin\lambda$ ,  $k511=\cos\mu$ ,  $k512=\sin\mu$ ,  $k513=\cos\nu$ ,  $k514=\sin\nu$ ,  $k515=\cos\xi$ ,  $k516=\sin\xi$ ,  $k517=\cos\omicron$ ,  $k518=\sin\omicron$ ,  $k519=\cos\pi$ ,  $k520=\sin\pi$ ,  $k521=\cos\rho$ ,  $k522=\sin\rho$ ,  $k523=\cos\sigma$ ,  $k524=\sin\sigma$ ,  $k525=\cos\tau$ ,  $k526=\sin\tau$ ,  $k527=\cos\upsilon$ ,  $k528=\sin\upsilon$ ,  $k529=\cos\phi$ ,  $k530=\sin\phi$ ,  $k531=\cos\chi$ ,  $k532=\sin\chi$ ,  $k533=\cos\psi$ ,  $k534=\sin\psi$ ,  $k535=\cos\omega$ ,  $k536=\sin\omega$ ,  $k537=\cos\varphi$ ,  $k538=\sin\varphi$ ,  $k539=\cos\kappa$ ,  $k540=\sin\kappa$ ,  $k541=\cos\lambda$ ,  $k542=\sin\lambda$ ,  $k543=\cos\mu$ ,  $k544=\sin\mu$ ,  $k545=\cos\nu$ ,  $k546=\sin\nu$ ,  $k547=\cos\xi$ ,  $k548=\sin\xi$ ,  $k549=\cos\omicron$ ,  $k550=\sin\omicron$ ,  $k551=\cos\pi$ ,  $k552=\sin\pi$ ,  $k553=\cos\rho$ ,  $k554=\sin\rho$ ,  $k555=\cos\sigma$ ,  $k556=\sin\sigma$ ,  $k557=\cos\tau$ ,  $k558=\sin\tau$ ,  $k559=\cos\upsilon$ ,  $k560=\sin\upsilon$ ,  $k561=\cos\phi$ ,  $k562=\sin\phi$ ,  $k563=\cos\chi$ ,  $k564=\sin\chi$ ,  $k565=\cos\psi$ ,  $k566=\sin\psi$ ,  $k567=\cos\omega$ ,  $k568=\sin\omega$ ,  $k569=\cos\varphi$ ,  $k570=\sin\varphi$ ,  $k571=\cos\kappa$ ,  $k572=\sin\kappa$ ,  $k573=\cos\lambda$ ,  $k574=\sin\lambda$ ,  $k575=\cos\mu$ ,  $k576=\sin\mu$ ,  $k577=\cos\nu$ ,  $k578=\sin\nu$ ,  $k579=\cos\xi$ ,  $k580=\sin\xi$ ,  $k581=\cos\omicron$ ,  $k582=\sin\omicron$ ,  $k583=\cos\pi$ ,  $k584=\sin\pi$ ,  $k585=\cos\rho$ ,  $k586=\sin\rho$ ,  $k587=\cos\sigma$ ,  $k588=\sin\sigma$ ,  $k589=\cos\tau$ ,  $k590=\sin\tau$ ,  $k591=\cos\upsilon$ ,  $k592=\sin\upsilon$ ,  $k593=\cos\phi$ ,  $k594=\sin\phi$ ,  $k595=\cos\chi$ ,  $k596=\sin\chi$ ,  $k597=\cos\psi$ ,  $k598=\sin\psi$ ,  $k599=\cos\omega$ ,  $k600=\sin\omega$ ,  $k601=\cos\varphi$ ,  $k602=\sin\varphi$ ,  $k603=\cos\kappa$ ,  $k604=\sin\kappa$ ,  $k605=\cos\lambda$ ,  $k606=\sin\lambda$ ,  $k607=\cos\mu$ ,  $k608=\sin\mu$ ,  $k609=\cos\nu$ ,  $k610=\sin\nu$ ,  $k611=\cos\xi$ ,  $k612=\sin\xi$ ,  $k613=\cos\omicron$ ,  $k614=\sin\omicron$ ,  $k615=\cos\pi$ ,  $k616=\sin\pi$ ,  $k617=\cos\rho$ ,  $k618=\sin\rho$ ,  $k619=\cos\sigma$ ,  $k620=\sin\sigma$ ,  $k621=\cos\tau$ ,  $k622=\sin\tau$ ,  $k623=\cos\upsilon$ ,  $k624=\sin\upsilon$ ,  $k625=\cos\phi$ ,  $k626=\sin\phi$ ,  $k627=\cos\chi$ ,  $k628=\sin\chi$ ,  $k629=\cos\psi$ ,  $k630=\sin\psi$ ,  $k631=\cos\omega$ ,  $k632=\sin\omega$ ,  $k633=\cos\varphi$ ,  $k634=\sin\varphi$ ,  $k635=\cos\kappa$ ,  $k636=\sin\kappa$ ,  $k637=\cos\lambda$ ,  $k638=\sin\lambda$ ,  $k639=\cos\mu$ ,  $k640=\sin\mu$ ,  $k641=\cos\nu$ ,  $k642=\sin\nu$ ,  $k643=\cos\xi$ ,  $k644=\sin\xi$ ,  $k645=\cos\omicron$ ,  $k646=\sin\omicron$ ,  $k647=\cos\pi$ ,  $k648=\sin\pi$ ,  $k649=\cos\rho$ ,  $k650=\sin\rho$ ,  $k651=\cos\sigma$ ,  $k652=\sin\sigma$ ,  $k653=\cos\tau$ ,  $k654=\sin\tau$ ,  $k655=\cos\upsilon$ ,  $k656=\sin\upsilon$ ,  $k657=\cos\phi$ ,  $k658=\sin\phi$ ,  $k659=\cos\chi$ ,  $k660=\sin\chi$ ,  $k661=\cos\psi$ ,  $k662=\sin\psi$ ,  $k663=\cos\omega$ ,  $k664=\sin\omega$ ,  $k665=\cos\varphi$ ,  $k666=\sin\varphi$ ,  $k667=\cos\kappa$ ,  $k668=\sin\kappa$ ,  $k669=\cos\lambda$ ,  $k670=\sin\lambda$ ,  $k671=\cos\mu$ ,  $k672=\sin\mu$ ,  $k673=\cos\nu$ ,  $k674=\sin\nu$ ,  $k675=\cos\xi$ ,  $k676=\sin\xi$ ,  $k677=\cos\omicron$ ,  $k678=\sin\omicron$ ,  $k679=\cos\pi$ ,  $k680=\sin\pi$ ,  $k681=\cos\rho$ ,  $k682=\sin\rho$ ,  $k683=\cos\sigma$ ,  $k684=\sin\sigma$ ,  $k685=\cos\tau$ ,  $k686=\sin\tau$ ,  $k687=\cos\upsilon$ ,  $k688=\sin\upsilon$ ,  $k689=\cos\phi$ ,  $k690=\sin\phi$ ,  $k691=\cos\chi$ ,  $k692=\sin\chi$ ,  $k693=\cos\psi$ ,  $k694=\sin\psi$ ,  $k695=\cos\omega$ ,  $k696=\sin\omega$ ,  $k697=\cos\varphi$ ,  $k698=\sin\varphi$ ,  $k699=\cos\kappa$ ,  $k700=\sin\kappa$ ,  $k701=\cos\lambda$ ,  $k702=\sin\lambda$ ,  $k703=\cos\mu$ ,  $k704=\sin\mu$ ,  $k705=\cos\nu$ ,  $k706=\sin\nu$ ,  $k707=\cos\xi$ ,  $k708=\sin\xi$ ,  $k709=\cos\omicron$ ,  $k710=\sin\omicron$ ,  $k711=\cos\pi$ ,  $k712=\sin\pi$ ,  $k713=\cos\rho$ ,  $k714=\sin\rho$ ,  $k715=\cos\sigma$ ,  $k716=\sin\sigma$ ,  $k717=\cos\tau$ ,  $k718=\sin\tau$ ,  $k719=\cos\upsilon$ ,  $k720=\sin\upsilon$ ,  $k721=\cos\phi$ ,  $k722=\sin\phi$ ,  $k723=\cos\chi$ ,  $k724=\sin\chi$ ,  $k725=\cos\psi$ ,  $k726=\sin\psi$ ,  $k727=\cos\omega$ ,  $k728=\sin\omega$ ,  $k729=\cos\varphi$ ,  $k730=\sin\varphi$ ,  $k731=\cos\kappa$ ,  $k732=\sin\kappa$ ,  $k733=\cos\lambda$ ,  $k734=\sin\lambda$ ,  $k735=\cos\mu$ ,  $k736=\sin\mu$ ,  $k737=\cos\nu$ ,  $k738=\sin\nu$ ,  $k739=\cos\xi$ ,  $k740=\sin\xi$ ,  $k741=\cos\omicron$ ,  $k742=\sin\omicron$ ,  $k743=\cos\pi$ ,  $k744=\sin\pi$ ,  $k745=\cos\rho$ ,  $k746=\sin\rho$ ,  $k747=\cos\sigma$ ,  $k748=\sin\sigma$ ,  $k749=\cos\tau$ ,  $k750=\sin\tau$ ,  $k751=\cos\upsilon$ ,  $k752=\sin\upsilon$ ,  $k753=\cos\phi$ ,  $k754=\sin\phi$ ,  $k755=\cos\chi$ ,  $k756=\sin\chi$ ,  $k757=\cos\psi$ ,  $k758=\sin\psi$ ,  $k759=\cos\omega$ ,  $k760=\sin\omega$ ,  $k761=\cos\varphi$ ,  $k762=\sin\varphi$ ,  $k763=\cos\kappa$ ,  $k764=\sin\kappa$ ,  $k765=\cos\lambda$ ,  $k766=\sin\lambda$ ,  $k767=\cos\mu$ ,  $k768=\sin\mu$ ,  $k769=\cos\nu$ ,  $k770=\sin\nu$ ,  $k771=\cos\xi$ ,  $k772=\sin\xi$ ,  $k773=\cos\omicron$ ,  $k774=\sin\omicron$ ,  $k775=\cos\pi$ ,  $k776=\sin\pi$ ,  $k777=\cos\rho$ ,  $k778=\sin\rho$ ,  $k779=\cos\sigma$ ,  $k780=\sin\sigma$ ,  $k781=\cos\tau$ ,  $k782=\sin\tau$ ,  $k783=\cos\upsilon$ ,  $k784=\sin\upsilon$ ,  $k785=\cos\phi$ ,  $k786=\sin\phi$ ,  $k787=\cos\chi$ ,  $k788=\sin\chi$ ,  $k789=\cos\psi$ ,  $k790=\sin\psi$ ,  $k791=\cos\omega$ ,  $k792=\sin\omega$ ,  $k793=\cos\varphi$ ,  $k794=\sin\varphi$ ,  $k795=\cos\kappa$ ,  $k796=\sin\kappa$ ,  $k797=\cos\lambda$ ,  $k798=\sin\lambda$ ,  $k799=\cos\mu$ ,  $k800=\sin\mu$ ,  $k801=\cos\nu$ ,  $k802=\sin\nu$ ,  $k803=\cos\xi$ ,  $k804=\sin\xi$ ,  $k805=\cos\omicron$ ,  $k806=\sin\omicron$ ,  $k807=\cos\pi$ ,  $k808=\sin\pi$ ,  $k809=\cos\rho$ ,  $k810=\sin\rho$ ,  $k811=\cos\sigma$ ,  $k812=\sin\sigma$ ,  $k813=\cos\tau$ ,  $k814=\sin\tau$ ,  $k815=\cos\upsilon$ ,  $k816=\sin\upsilon$ ,  $k817=\cos\phi$ ,  $k818=\sin\phi$ ,  $k819=\cos\chi$ ,  $k820=\sin\chi$ ,  $k821=\cos\psi$ ,  $k822=\sin\psi$ ,  $k823=\cos\omega$ ,  $k824=\sin\omega$ ,  $k825=\cos\varphi$ ,  $k826=\sin\varphi$ ,  $k827=\cos\kappa$ ,  $k828=\sin\kappa$ ,  $k829=\cos\lambda$ ,  $k830=\sin\lambda$ ,  $k831=\cos\mu$ ,  $k832=\sin\mu$ ,  $k833=\cos\nu$ ,  $k834=\sin\nu$ ,  $k835=\cos\xi$ ,  $k836=\sin\xi$ ,  $k837=\cos\omicron$ ,  $k838=\sin\omicron$ ,  $k839=\cos\pi$ ,  $k840=\sin\pi$ ,  $k841=\cos\rho$ ,  $k842=\sin\rho$ ,  $k843=\cos\sigma$ ,  $k844=\sin\sigma$ ,  $k845=\cos\tau$ ,  $k846=\sin\tau$ ,  $k847=\cos\upsilon$ ,  $k848=\sin\upsilon$ ,  $k849=\cos\phi$ ,  $k850=\sin\phi$ ,  $k851=\cos\chi$ ,  $k852=\sin\chi$ ,  $k853=\cos\psi$ ,  $k854=\sin\psi$ ,  $k855=\cos\omega$ ,  $k856=\sin\omega$ ,  $k857=\cos\varphi$ ,  $k858=\sin\varphi$ ,  $k859=\cos\kappa$ ,  $k860=\sin\kappa$ ,  $k861=\cos\lambda$ ,  $k862=\sin\lambda$ ,  $k863=\cos\mu$ ,  $k864=\sin\mu$ ,  $k865=\cos\nu$ ,  $k866=\sin\nu$ ,  $k867=\cos\xi$ ,  $k868=\sin\xi$ ,  $k869=\cos\omicron$ ,  $k870=\sin\omicron$ ,  $k871=\cos\pi$ ,  $k872=\sin\pi$ ,  $k873=\cos\rho$ ,  $k874=\sin\rho$ ,  $k875=\cos\sigma$ ,  $k876=\sin\sigma$ ,  $k877=\cos\tau$ ,  $k878=\sin\tau$ ,  $k879=\cos\upsilon$ ,  $k880=\sin\upsilon$ ,  $k881=\cos\phi$ ,  $k882=\sin\phi$ ,  $k883=\cos\chi$ ,  $k884=\sin\chi$ ,  $k885=\cos\psi$ ,  $k886=\sin\psi$ ,  $k887=\cos\omega$ ,  $k888=\sin\omega$ ,  $k889=\cos\varphi$ ,  $k890=\sin\varphi$ ,  $k891=\cos\kappa$ ,  $k892=\sin\kappa$ ,  $k893=\cos\lambda$ ,  $k894=\sin\lambda$ ,  $k895=\cos\mu$ ,  $k896=\sin\mu$ ,  $k897=\cos\nu$ ,  $k898=\sin\nu$ ,  $k899=\cos\xi$ ,  $k900=\sin\xi$ ,  $k901=\cos\omicron$ ,  $k902=\sin\omicron$ ,  $k903=\cos\pi$ ,  $k904=\sin\pi$ ,  $k905=\cos\rho$ ,  $k906=\sin\rho$ ,  $k907=\cos\sigma$ ,  $k908=\sin\sigma$ ,  $k909=\cos\tau$ ,  $k910=\sin\tau$ ,  $k911=\cos\upsilon$ ,  $k912=\sin\upsilon$ ,  $k913=\cos\phi$ ,  $k914=\sin\phi$ ,  $k915=\cos\chi$ ,  $k916=\sin\chi$ ,  $k917=\cos\psi$ ,  $k918=\sin\psi$ ,  $k919=\cos\omega$ ,  $k920=\sin\omega$ ,  $k921=\cos\varphi$ ,  $k922=\sin\varphi$ ,  $k923=\cos\kappa$ ,  $k924=\sin\kappa$ ,  $k925=\cos\lambda$ ,  $k926=\sin\lambda$ ,  $k927$

system which generally makes a rate and a pressure the unknown of flow is expressed as follows in a Cartesian coordinate system (x, y, z-coordinate system).

[0032]

[Equation 8]

$$**u/**x+ **v/**y+ **w/**z=0 \dots (15)$$

[0033]

[Equation 9]

$$**u/**t+ uand**u/**x+ vand**u/**y+ wand**u/**z =- **2 P/**x2+ (**2 u/**x2+ **2 u/**y2+ **2 u/**z2) /Re \dots (16)$$

[0034]

[Equation 10]

$$**v/**t+ uand**v/**x+ vand**v/**y+ wand**v/**z =- **2 P/**y2+ (**2 v/**x2+ **2 v/**y2+ **2 v/**z2) /Re \dots (17)$$

[0035]

[Equation 11]

$$**w/**t+ uand**w/**x+ vand**w/**y+ wand**w/**z =- **2 P/**z2+ (**2 w/**x2+ **2 w/**y2+ **2 w/**z2) /Re \dots (18)$$

Here, the equation of continuity an equation (15) describes the conservation law of mass to be, (16), or (18) are a NABIE stokes (N-S is called henceforth.) equation which describes a momentum Conservation Act rule. However, in a pressure, and u, v and w, the velocity compornent of flow and Re express the Reynolds number, and t expresses [ P ] time amount.

[0036] And the rate and pressure of a blood flow in each location are computed by giving initial condition and boundary condition to an above-mentioned equation (15) thru/or the equation of (18). The coordinate recorded on the magnetic disk 54, i.e., the coordinate of the pixel used for the configuration of a three dimensional image, (coordinate of the point of fulfilling a blood vessel wall, i.e., the conditions of a threshold) is used for setting out of boundary condition.

[0037] Since it is easy, the rate of a blood flow is fixed everywhere at this point (xb, yb, zb). For example, by u0 and v0 When a pressure is also assumed to be P0, boundary condition is [0038] at the time of time of day t= 0 as u(xb, yb, zb, t) =u0v(xb, yb, zb, t) =v0w(xb, yb, zb, t) =w0P(xb, yb, zb, t) =P0 and initial condition.

[Equation 12]

$$u(x\ y,\ z0) =u0\ (x\ y,\ z) \dots (19)$$

[0039]

[Equation 13]

$$v(x\ y,\ z0) =v0\ (x\ y,\ z) \dots (20)$$

[0040]

[Equation 14]

$$w(x\ y,\ z0) =w0\ (x\ y,\ z) \dots (21)$$

[0041]

[Equation 15]

$$P(x\ y,\ z0) =P0\ (x\ y,\ z) \dots (22)$$

Moreover, since a pressure P simulates the pressure generated by the beat of the heart, it may be approximated with the functions (a trigonometric function or its combination) which change periodically (the situation of change of the pressure P by



time amount is shown in drawing 4 ). For example, it is [0042] as a parameter with which the phase of the heart is expressed for delta.

[Equation 16]

$P(x, y, z) = (\text{constant } 7 - \cos(\delta))$ ,  $P_0(x, y, z)$

.... (23)

You may carry out. The value of  $u_0(x, y, z)$ ,  $v_0(x, y, z)$ ,  $w_0(x, y, z)$ , and  $P_0(x, y, z)$  uses what was stored in the magnetic disk as initial value. Or the function of a high order curve may be used and you may make it generate on that spot.

[0043] For example, when the core of a blood vessel specified with the mouse 60 is set to  $(x_c, y_c, z_c)$ , it is  $u_0(x, y, z) = \text{constant } 1 - \text{constant } 2 - (x - x_c)((x - x_c) + (y - y_c)(y - y_c) + (z - z_c)(z - z_c))$ .

$v_0(x, y, z) = \text{constant } 3 - \text{constant } 4 - (x - x_c)((x - x_c) + (y - y_c)(y - y_c) + (z - z_c)(z - z_c))$

$w_0(x, y, z) = \text{constant } 5 - \text{constant } 6 - (x - x_c)((x - x_c) + (y - y_c)(y - y_c) + (z - z_c)(z - z_c))$

$P_0(x, y, z) = \text{constant } 7 - \text{constant } 8 - (x - x_c)((x - x_c) + (y - y_c)(y - y_c) + (z - z_c)(z - z_c))$

You may come out and approximate.

[0044] in addition -- although the numerical solution of the partial differential equation of a NABIE Stokes was used for this invention -- the volume University of Tokyo Press February 25, 1992 issuance and for Yasuhara \*\*\*\* large Shinto priest Hisaaki -- it is explained by work "Computational Fluid Dynamics" 15-40 page in full detail. Especially, in 18 pages, it is Marker-and-Cell. How to ask for the rate and pressure by law is explained in full detail. However, this invention is not limited to the approach of the solution method of this partial differential equation.

[0045] As mentioned above, CPU50 performs the above-mentioned numerical calculation, computes the rate and pressure of blood in each point in a blood vessel, and displays in piles the blood-flow display image in which the situation of a blood flow as shown in drawing 5 or drawing 6 was shown on the three dimensional image 80 of a blood vessel wall at CRT58 ( drawing 2 step 3). the point (round mark 70A in drawing --) chosen as the arbitration inside a blood vessel in the blood-flow display image of drawing 5 while the three dimensional image 80 of a blood vessel wall was displayed on CRT58 it is the point shown by 70A and --, and the coordinate of this point may be beforehand set up on space coordinates, or may be determined by what kind of approaches, such as specifying at random. The direction of the blood flow which can be set is displayed by arrow-head 70B and 70B--. In addition, you may make it display round marks 70A and 70A, -- and arrow heads 70B and 70B, and -- in three dimensions using the perspective drawing like the display of a blood vessel wall.

[0046] Moreover, in the blood-flow display image of drawing 6 , while the three dimensional image 80 of a blood vessel wall is displayed on CRT58, the direction of a blood flow is displayed by the elementary streams 72A and 72A and -- (line which met in the direction of a blood flow) which pass along the point chosen as arbitration.

According to the blood-flow display image which was explained above and which is displayed, the situation of the flow of the blood in a blood vessel can grasp immediately visually, and can find the abnormality part of a blood vessel now easily.

[0047] In addition, although the blood flow of the flash which is the gestalt of the above-mentioned implementation was displayed with the still picture, you may make it express a blood flow as an animation according to a motion of the heart. For example, the configuration of the animation of the three dimensional image of the organ accompanying the movement toward breathing is indicated by the Japanese-Patent-Application-No. No. 243231 [ four to ] description. Although the image was classified according to the respiratory position phase, the three dimensional image was

constituted for every classification image and indicating by continuation has realized animation display on these Japanese-Patent-Application-No. No. 243231 [ four to ] descriptions, if an image is classified according to the phase of a motion of the heart, in animation display of the blood vessel of this invention, an animation is realizable instead of classifying according to a respiratory position phase.

[0048] A formula (boundary condition (19)-(22 in the Gentlemen phase in the coordinate of the pixel used for the three-dimensions image display of the initial condition and the blood vessel wall to which the phase delta of 23) was changed) is used for the animation display of the blood flow doubled with the animation of a blood vessel. For example, in the display of an animation, if the display image shown in drawing 6 is used, it will be displayed as shown in drawing 7 (A), (B), and (C), and change of the blood flow according to the beat of the heart can be grasped now.

[0049] Moreover, although the blood flow was displayed with the arrow head or the elementary stream, the particle of a large number which imitated not only this but blood may be actually moved within a blood vessel, and the situation of a blood flow may be expressed with the gestalt of the above-mentioned implementation. Moreover, with the gestalt of the above-mentioned implementation, although the blood flow was computed with the N-S equation, it may be made to indicate the blood flow by the easy operation by simple. For example, in a simple display, it uses that the flow rate per unit time amount is the same. In the three dimensional image 80 of the blood vessel of drawing 8 (A), a cross section is taken horizontally (cross-section image 82 reference of drawing 8 (A)). The cross section of a blood fluid as  $S_i$  ( $i=1, 2$  and  $3, \dots$ ) if the travel per unit time amount is set to  $\Delta t_i$  ( $i=1, 2$  and  $3, 4, \dots$ ) -- approximation --- like  $\Delta t_1 - (S_1 + S_2) / 2 = \Delta t_2 - (S_2 + S_3) / 2 = \Delta t_3 - (S_3 + S_4) / 2 \dots$  is realized.

[0050] Since a three dimensional image shows area  $S_i$  ( $i=1, 2$  and  $3, \dots$ ), it understands  $\Delta t_i$  ( $i=1, 2$  and  $3, 4, \dots$ ). Moreover, an animation as shown in drawing 8 (B) can be made based on this. This blood-flow display image shows signs that blood (this central point is specified with a mouse 60) flows, and three points ("74A, "O"74B, "x" 74C) spread centering on the intersection of three straight lines.

[0051] As mentioned above, although the gestalt of the above-mentioned implementation explained the blood-flow display which displays the situation of the blood flow in a blood vessel, this invention is not limited to this but can be applied to the display in the various pipes of a reactor (i.e., condition) etc. It is applicable if it is generally the fluid display in tubing.

[0052]

[Effect of the Invention] Since the situation of the flow of the fluid of the tubular inside of the body was displayed according to this invention while displaying the false three dimensional image of a tubular inside-of-the-body wall as explained above, the situation of the flow of the fluid of the tubular inside of the body can be grasped visually, and the defective part inside a tubular object can be detected easily.

---

[Translation done.]